

(19) BUNDESREPUBLIK

DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

(12) Offenlegungsschritt
(11) DE 3829925 A1

(51) Int. Cl. 5:

A61C 19/04 (5)

040

H 04 N 7/18
// A61C 13/00

(21) Aktenzeichen: P 38 29 925.9
(22) Anmeldetag: 2. 9. 88
(23) Offenlegungstag: 15. 3. 90

(71) Anmelder:

Kaltenbach & Voigt GmbH & Co, 7950 Biberach, DE

(74) Vertreter:

Mitscherlich, H., Dipl.-Ing.; Guschmann, K.,
Dipl.-Ing.; Körber, W., Dipl.-Ing. Dr.rer.nat.;
Schmidt-Evers, J., Dipl.-Ing.; Melzer, W., Dipl.-Ing.,
Pat.-Anwälte, 8000 München

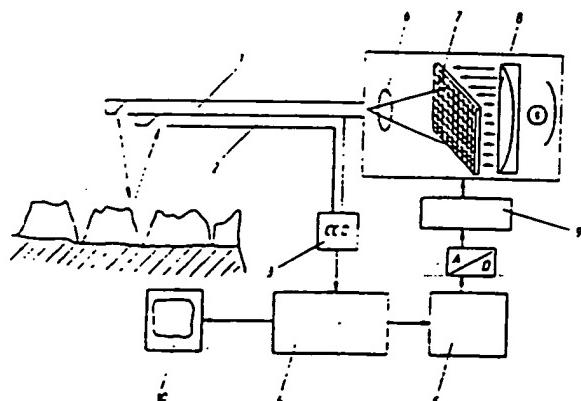
(72) Erfinder:

Massen, Robert, Prof., 7760 Radolfzell, DE; Gässler,
Joachim, 7750 Konstanz, DE

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

(54) Optische Sonde zur 3D-Vermessung von Zähnen in der Mundhöhle

Eine optische 3D-Meßsonde (1) zur Vermessung der dreidimensionalen Geometrie von Zähnen in der Mundhöhle ist so auszustalten, daß mehrere bekannte Vermessungsverfahren wie Triangulation, Lichtschnitt, Phasen-Shift, Stereo-Photogrammetrie sowie eine Reihe weiterer aus der industriellen Meßtechnik bekannter optischer 3D-Meßvarianten wie z. B. Graycode-codierte Lichtgitter am gleichen Objekt durchgeführt werden können. Dies wird dadurch erreicht, daß die Sonde (1) eine hochauflösende 2dimensionale punktweise freiprogrammierbare Matrix-Lichtquelle (7, 8) enthält, daß ein digitalisiertes Projektionsmuster in einem Bildspeicher (5) abgelegt ist und über eine Video-Schnittstelle (9) die Matrix-Lichtquelle (7, 8) aussteuert und daß dieses Bild über eine Abbildungsoptik (6) auf die zu vermessende Zahnoberfläche projiziert wird.



DE 3829925 A1

DE 3829925 A1

Beschreibung

Die direkte optische 3-dimensionale Vermessung von Zähnen im Mund des Patienten ermöglicht die Gewinnung von digitalen Konstruktionsdaten für die Rechnergesteuerte Anfertigung von Zahnersatz ohne Abdruck und in halb- oder vollautomatischer numerischer Frästechnik. Zur Zeit sind drei Systeme bekannt, welche auf diesem Prinzip arbeiten:

a) ein französisches System welches von der Fa. Hennson Int. of France getragen wird und auf Arbeiten von Dr. med. Duret beruht arbeitet mit einem Laser-Triangulationsverfahren zur punktweisen Abstandsmessung zwischen der Zahnoberfläche und der in die Mundhöhle des Patienten eingebrachten optischen Sonde. Solche Abstandssonden sind auch in der industriellen Meßtechnik bekannt. Sie führen entweder eine punktweise Abstandsmessung durch oder können, durch Scannen des Lasers entlang einer Linie, die relativen Höhenkoordinaten des abgetasteten Objekts entlang einer Zeile erfassen. Da als optischer Aufnehmer üblicherweise CCD-Zeilensensoren eingesetzt werden, werden Punktstruktur von 256 bis 4096 Bildpunkten erfaßt.

b) ein Schweizer System der Fa. Brains, Brandolini Instruments mit der Bezeichnung CEREC arbeitet nach der ebenfalls aus der industriellen Meßtechnik bekannten Lichtschnitt-Methode. Hierbei wird ein einzelner Lichtstrich oder ein paralleles Gitter aus Lichtstrichen auf die Oberfläche projiziert und unter einem Parallaxe-Winkel mit einer 2D-Kamera beobachtet. Aus der Krümmung der Lichtschnitt-Linien kann auf die relative Höhe zurück gerechnet werden.

Bekannt ist eine verbesserte Variante dieses Verfahrens, die sog. Phasen-Shift-Methode. Sie verwendet ein interferometrisch erzeugtes Lichtgitter mit sinusförmiger Helligkeitsmodulation im Gegensatz zu den binären Lichtschnitten. Durch die Aufnahme des Objekts bei mehreren Positionen der Phasenlage dieses Gitters kann eine wesentlich höhere Punktdichte von Höhenwerten gewonnen werden und störende Einflüsse wie nicht konstante Hintergrund-Helligkeit und schwankender Streifenkontrast aufgrund lokaler Reflexionsschwankungen rechnerisch eliminiert werden.

c) ein z. Zt. an der Universität von Minnesota unter Dr. med. Dianne Recow entwickelte Methode nimmt mit Hilfe einer Laryngoskop-Sonde photographische Mehrfach-Aufnahmen der Zahnoberfläche auf, um nach Entwicklung diese mit Hilfe eines Dokumenten-Scanners abzutasten und zu digitalisieren und in einem Rechner mit den aus der Photogrammetrie für die Stereo-Auswertung bekannten Methoden auszuwerten.

Alle die bisher verwendeten optischen Mundsonden sind dadurch gekennzeichnet, daß sie Konstruktionsbedingt nur eines dieser möglichen Verfahren verwirklichen (Laser-Triangulation oder Lichtschnitt oder Phasen-Shift oder Stereo-Entfernungsmessung). Alle diese Verfahren besitzen jedoch jedes für sich genommen eine Reihe von individuellen Vor- und Nachteilen:

a) Laser-Verfahren für die Triangulation oder die Phasen-Shift-Methode leiden stark unter der durch

das kohärente Licht bewirkten Speckle-Bildung. Dies führt zu verrauschten Höhenbildern und damit zu einer wesentlich verringerten Auflösung.

b) Lichtschnitt- und Phasen-Shift-Methoden mit einem konstanten Gitter leiden unter Mehrdeutigkeits-Problemen bei großen Höhensprüngen. Solche Sprünge verschieben die Lichtlinie bzw. die Phasenlage des Sinusgitters um mehr als eine Gitterkonstante. Es ist dann nicht mehr möglich, den Höhensprung zu rekonstruieren.

Die bisher bekannten optischen 3D-Mundsonden legen konstruktionsbedingt das anzuwendende 3D-Verfahren fest. Sie sind bis auf wenige Einstellparameter wie Scan-Frequenz, Phasen-Verschiebung, Focus und Vergrößerung nicht veränderbar. Es ist daher nicht möglich, mit der gleichen Sonde mehrere der sich ergänzenden Vermessungsverfahren wie Triangulation, Lichtschnitt, Phasen-Shift, Stereo-Photogrammetrie sowie eine Reihe weiterer aus der industriellen Meßtechnik bekannter optischer 3D-Meßvarianten wie z.B. Graycode-codierte Lichtgitter am gleichen Objekt einzusetzen um die Vorteile aller Verfahren zu kombinieren und ihre Nachteile zu vermeiden.

Diese Aufgabe wird erfahrungsgemäß dadurch gelöst, daß eine optische Mundsonde zur 3D-Vermessung von Zähnen eine hochauflösende 2-dimensionale punktweise frei-programmierbare Matrix-Lichtquelle enthält, daß ein digitalisiertes Projektionsmuster von einem Rechner nach einem programmierten mathematischen oder graphischen Verfahren erzeugt, in einem Bildspeicher abgelegt und über eine Digital/Analog-Schnittstelle auf der Matrix-Lichtquelle zur Anzeige gebracht und mit Hilfe einer Projektionsoptik auf die zu vermessende Oberfläche projiziert wird. Erfahrungsgemäß werden als Matrix-Lichtquellen Videomonitor-Schirme, vorzugsweise Feinstrich-Projektionsröhren oder räumliche Licht-Modulatoren verwendet. Insbesondere letztere stehen in Form preisgünstiger LCD-Videomonitorschirme von Miniatur-Fernsehgeräten zur Verfügung und lassen sich als elektronisch steuerbares "Diapositiv" leicht in eine solche Mundsonde integrieren.

Der Erfundungsgedanke soll beispielhaft aber nicht einschränkend am Beispiel einer Mundsonde mit einem LCD-Lichtmodulator als programmierbare Lichtquelle beschrieben werden. An einem Verfahrensbeispiel soll außerdem gezeigt werden, wie die Programmierbarkeit der Projektionsmuster es ermöglicht, mehrere unterschiedliche Muster in schneller Auffeinanderfolge zu projizieren und diese Bilder nach unterschiedlichen Auswerteverfahren zu verarbeiten, um die oben erwähnten Nachteile der speckles, der Zweideutigkeiten usw. zu eliminieren.

Fig. 1 zeigt beispielhaft das Blockschaltbild einer solchen Mundsonde.

Fig. 2 zeigt beispielhaft eine Reihe von Projektionsmustern, wie sie bei der Verwendung einer Phasen-Shift-Methode ohne Mehrdeutigkeiten zur Verwendung kommen können.

Anhand von Fig. 1 soll der Erfundungsgedanke in einer beispielhaften Ausführung beschrieben werden. Mit Hilfe einer endoskopischen Optik 1 wird das zu projizierende Muster auf die zu vermessende Zahnoberfläche projiziert. Eine zweite optische Strahlführung 2 leitet ein Abbild der so markierten Zahnoberfläche zu einer 2-dimensionalen Videokamera 3, welche ihre Daten an den auswertenden Bildrechner 4 abgibt. Das oder die zu projizierende Muster werden vom gleichen oder einem

zweiten Bildrechner digital erzeugt und im Projektionsbildspeicher 5 digital abgelegt und über eine Digital/Analog-Schnittstelle in ein Videosignal zur Ansteuerung der LCD-Videomonitor-Matrix 7 umgewandelt. Dieser LCD-Schirm wird mit Hilfe einer Beleuchtungsanordnung 8 mit Gleichlicht durchstrahlt und moduliert punktweise mit hoher Auflösung und einer großen Anzahl von möglichen Graustufen das Gleichlicht. Der modulierte Lichtstrahl wird über eine Abbildungsoptik 6 in die endoskopische Optik abgebildet und auf die Zahnoberfläche projiziert.

Fig. 2 zeigt beispielhaft eine Reihe von Projektionsmuster, welche mit den herkömmlichen Sonden ohne Auswechseln der Sonde nicht erzeugt werden können. In einem ersten Schritt wird als Projektionsmuster "alles Weiß" 1 projiziert. Dadurch läßt sich die Ausrichtung der Sonde, die Schärfeeinstellung usw. leicht auf dem Monitor des Bildverarbeitungssystems (10 in Fig. 1) kontrollieren, ohne daß bereits störende Streifen auftreten. Außerdem lassen sich durch eine reine Helligkeitsauswertung Schattenzonen automatisch erkennen, in denen die spätere 3D-Vermessung unmöglich oder unsicher sein wird. Ein zweites Projektionsmuster 2 kann z. B. aus Markierungen bestehen, aus deren Verzerrung Kalibrierungsdaten (Abbildungsverhältnis, Abstand zu einer Referenzebene usw.) — berechnet werden können. Aus der Verzerrung einer Kreismarkierung zu einer Ellipse können die Abbildungsverhältnisse, die Lage im Raum des Hintergrundes u. ä. Daten gewonnen werden, welche zur Kalibrierung des gesamten optischen Systems erforderlich sind. Das Muster 3 ist beispielhaft ein grobes Sinusgitter, um eine schwachauflösende Phasen-Shift-Methode zu implementieren. Dieses Muster wird in drei verschiedenen Phasenlagen 3a, b, c aufgenommen, und ermöglicht ein großes Höhenbild des Zahnes zu erstellen. Wegen der großen Gitterkonstante treten keine Zweideutigkeiten auf. Das Muster 4a, b, c besteht aus einem viel feineren Sinusgitter und ermöglicht eine hochauflösende Höhenmessung, allerdings mit auftretenden Mehrdeutigkeiten. Diese können mit den Meßergebnissen der Grobmessung 3 beseitigt werden. Schließlich ist es beispielhaft möglich, eine Reihe von digital abgespeicherten Zahnprofilen aus einer Bildbibliothek zu entnehmen und auf den Zahn zu projizieren, um die Güte der Übereinstimmung rein visuell auf dem angeschlossenen Beobachtungsmonitor (10 in Fig. 1) zu beurteilen und ggfs. ein bereits vorhandenes Zahnmödell auszuwählen. Die Einzelheiten der Phasenshift-Verfahren brauchen hier nicht wiederholt werden, da sie dem Stand der Technik entsprechen und ausreichend publiziert sind. Ebenso werden die andern 3D-Vermessungsverfahren wie Triangulationsverfahren, Photogrammetrie, codierte Projektionsmuster u. ä. nicht mehr erläutert, da sie als Stand der Technik publiziert sind.

Ein weiterer Erfundungsgedanke ist es, ein Referenzbild wie z. B. das abgespeicherte Bild der Okklusionsfläche des gegenüberliegenden Zahns aufzuprojizieren, um die Okklusionsprobleme zu begutachten. Bei Verwendung von Farbtüchtigen LCD-Videoschirmen, wie sie bereits kommerziell verfügbar sind, kann damit neben der 3D-Vermessung des auszubessernden Zahns gleichzeitig die Okklusionsproblematik visuell vom behandelnden Arzt beurteilt werden.

Dieses aufgeföhrte Beispiel zeigt, welche Fülle von neuen Möglichkeiten eine optische 3D-Vermessungs-sonde mit einem frei-programmierbaren Projektionsmuster eröffnet im Vergleich zu den starren und eingeschränkten Möglichkeiten, welche die z. Zt. bekannten

optischen Sonden bieten.

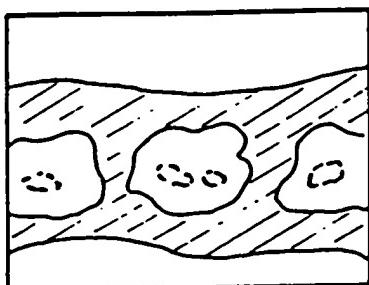
Patentansprüche

1. Optische 3D-Meßsonde zur Vermessung der drei-dimensionalen Geometrie von Zähnen in der Mundhöhle, dadurch gekennzeichnet, daß die Sonde eine hochauflösende 2-dimensionale punktweise frei-programmierbare Matrix-Lichtquelle enthält, daß ein digitalisiertes Projektionsmuster in einem Bildspeicher abgelegt ist und über eine Video-Schnittstelle die Matrix-Lichtquelle aussteuert und daß dieses Bild über eine Abbildungsoptik auf die zu vermessende Zahnoberfläche projiziert werden.
2. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Matrix-Lichtquelle durch einen Videomonitor gebildet wird.
3. Anordnung nach Anspruch 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Videomonitor eine Video-Projektionsröhre enthält.
4. Anordnung nach Anspruch 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Matrix-Lichtquelle aus einem räumlichen Licht-Modulator (engl. spatial light modulator) besteht.
5. Anordnung nach Anspruch 1 und 4, dadurch gekennzeichnet, daß als Licht-Modulator ein Flüssigkristall-Fernseh-Monitor verwendet wird.
6. Anordnung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Flüssigkristall-Monitor ein schwarz/weiß Monitor ist.
7. Anordnung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Flüssigkristall-Monitor ein Farbmonitor ist.
8. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Matrix-Lichtquelle durch ein XY-Scanner mit optischem Lichtmodulator gebildet ist.
9. Verfahren zur optischen 3D-Vermessung von Zähnen in der Mundhöhle mit einer optischen Sonde, welche eine programmierbare Matrix-Lichtquelle nach Anspruch 1 bis 8 enthält, dadurch gekennzeichnet, daß sukzessive Kalibrierungsmarkierungen und/oder Vermessungsmuster projiziert werden.
10. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß zur visuellen Betrachtung sowie zur automatischen Erkennung von Schattenzonen ein musterfreies Gleichlicht projiziert wird.
11. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß sukzessive Gittermuster unterschiedlicher Ortsfrequenz projiziert werden und hieraus eine Mehrdeutigkeits-freie Grob- und Feinmessung durchgeführt wird.
12. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß codierte Lichtmuster sukzessive projiziert und ausgewertet werden.
13. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß abgespeicherte Referenzbilder und -Muster auf die vermessende Zahnoberfläche projiziert werden.
14. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß Bilder der gegenüberliegenden Okklusionsfläche auf die zu vermessende Zahnoberfläche projiziert werden.
15. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß durch punktweise Projektion einzelner Bildpunkte lokale Höhenmessungen nach dem Triangulationsverfahren durchgeführt werden.

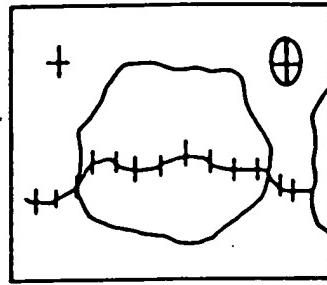
16. Verfahren nach Anspruch 7, daß mit der farbtüchtigen Matrix-Lichtquelle solche Farben projiziert werden, welche den Kontrast von Zahnoberfläche zu Zahnfleisch optimieren.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

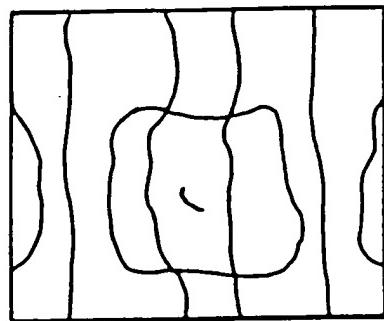
Fig.2



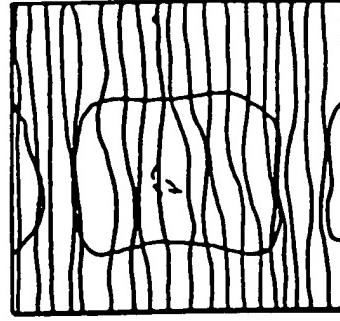
1



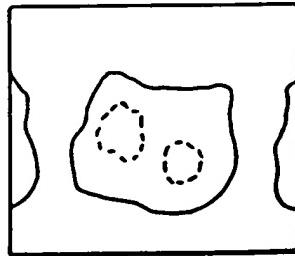
2



3 a,b,c



4 a,b,c



5

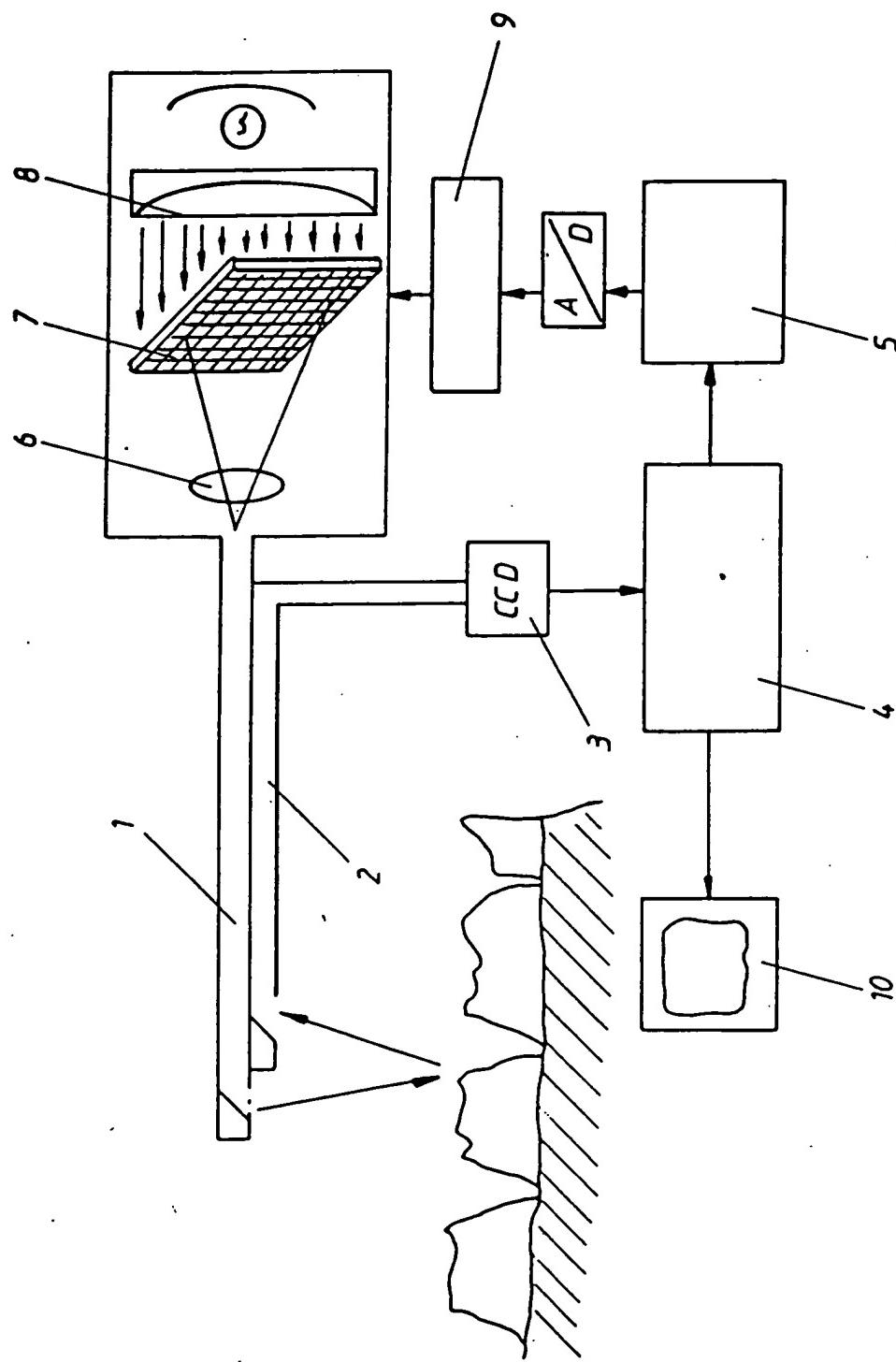


Fig.1